

# La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas

## *Polymerization contraction of composite resin restorative materials*

Dr. J.C. de la Macorra García

Profesor Titular. Departamento de Odontología Conservadora. Facultad de Odontología. Universidad Complutense. Madrid.

**Correspondencia:**  
Dr. José Carlos de la Macorra García

### RESUMEN

En este artículo se expone la actualidad del conocimiento sobre la contracción de polimerización de las resinas compuestas, desarrollándose los conceptos de desarrollo del estrés de contracción. Se analizan igualmente la relajación del dicho estrés gracias a la expansión higroscópica, los nuevos materiales "sin contracción". Se revisan los parámetros clínicos de los materiales (relleno, tipo de curado, porosidad), de la cavidad (configuración, zona y tipo de tejido dentario) y de la técnica (tipo de restauración y sistema de polimerización) que afectan a dicho estrés.

*Palabras clave:* Contracción; Polimerización; Estrés; Configuración; Técnica incremental; Incrustación.

### ABSTRACT

Actual knowledge on polymerization of composite resins is detailed, and the concept of stress development is introduced. Also are analyzed the hygroscopic expansion and the new "nonshrinking" materials. Various clinical parameters are revised, related to the material (filler, curing method, porosity), the cavity (configuration, place and type of dental tissue involved) and the technique (type of restoration, and curing system).

*Key words:* Contraction; Polymerization; Stress; Configuration; Incremental technique; Inlay.

### INTRODUCCIÓN

Las resinas compuestas que se usan en estado plástico y polimerizan en boca son, probablemente, el conjunto de materiales más ampliamente utilizado en la clínica dental general desde que se introdujeron las resinas compuestas, a mediados de la década de los 60. Se aplican profusamente en la restauración de defectos dentarios producidos por caries, erosiones, resorciones o fracturas, en el cementado adhesivo de restauraciones estéticas parciales o totales, bien sean de porcelana o de resina, en el cementado adhesivo de

estructuras metálicas protésicas y en el de los brackets ortodóncos.

Su composición hace que tengan, pese a las diferencias en su composición, una característica común: la contracción durante el proceso de polimerización.

Las resinas compuestas de uso en boca tienen tres componentes principales:

Una *matriz de resina*, que comprende:

- un sistema de monómeros mono, di o trifuncionales;
- un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres;
- estabilizadores, para maximizar

la capacidad de almacenamiento antes de polimerizar, y la estabilidad química una vez polimerizada.

Un *relleno inorgánico* a base de vidrio, cuarzo o sílice.

Un *agente de unión*, normalmente un silano, para unir entre sí los componentes anteriores.

Estos materiales se presentan bien para ser mezclados, en forma de pasta/pasta, bien para activar la polimerización mediante la luz. Su polimerización se produce gracias a la unión de las moléculas -monómeros- que los componen para formar una matriz con moléculas -polímeros- mayores, realizándose esta unión gracias a grupos específicos distribuidos típicamente en cada monómero.

Inevitablemente, por ahora, contraen al polimerizar, porque en el estado inicial las unidades de monómero están separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals, mientras que en el polímero final las unidades de monómero (que ya están unidas formando el polímero) están a distancias de enlace covalente, menores. Esto hace que la matriz, finalmente, tenga un volumen menor del que tenían sus componentes al principio. Esta discrepancia entre el volumen inicial y el final es, seguramente, el caballo de batalla de la odontología restauradora mediante materiales compuestos y uno de los principales problemas de la cementación adhesiva.

#### CANTIDAD DE CONTRACCIÓN

En el laboratorio las resinas compuestas tienen un buen comportamiento mecánico, estudiadas aisla-

damente. Pero en la clínica se detectan problemas marginales con consecuencias negativas, como enseguida comentaremos. La mayor parte de estos fracasos se debe a la contracción de polimerización. En volumen, esta cifra oscila entre un 1,35 y un 7,1%<sup>(1-5)</sup> para los materiales de restauración y entre un 2,5 y un 4% para los cementos.

Como regla general, podemos decir que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros que forman la fase resinosa, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica.

En este momento, el clínico se dirá: "*Vaya, lo que faltaba: a partir de ahora, tendré que aprenderme también el peso molecular de los monómeros y saber cuales forman el composite que uso. Vaya información más aplicable la de este papel*". Bueno, no es necesario. Hay una regla general: cuanto menor sea la viscosidad del material, mayor será la contracción. Ello se debe a que la viscosidad de los materiales se adapta durante el proceso de fabricación a las necesidades de la clínica mediante tres métodos principales: primero, variando el tipo, porcentaje y cantidad de relleno; segundo, añadiendo resinas de menor p.m., siendo los más conocidos el trietenglicol dimetacrilato (TEGDMA), el etilenglicol dimetacrilato (EGDMA) o el bisfenol metacrilato (BISMA)<sup>(6)</sup> o, tercero, combinando ambos métodos.

El menor p.m. de las resinas añadidas hace que la capacidad de fluir de la mezcla mejore y la mayor cantidad y movilidad de los grupos activos que se favorezca el entrecruzamiento de las cadenas en el momen-

to de la polimerización, lo que mejora las propiedades del producto final.

Pero la consecuencia indeseable es que el porcentaje de contracción aumenta, porque deben acercarse más moléculas entre sí, las moléculas son más pequeñas, lo que aumenta el número de dobles enlaces C=C por unidad de volumen<sup>(7)</sup> y el grado de conversión aumenta, porque mejora la movilidad de los monómeros.

Ahora bien: ¿qué significa una contracción del 3 o el 5% en cuanto a tensión?, ¿se produce poca o mucha tensión en el material o las paredes?, la tensión que se produce ¿aparece en el fondo, las paredes, o dónde?

#### DESARROLLO DEL ESTRÉS

El proceso de formación del estrés que se desarrolla en el seno de un material que polimeriza en una cavidad adhesiva, puede describirse como complejo, al menos. Este estrés tiene, contrariamente a la imagen mental habitual, dos componentes principales (y, probablemente, todos los intermedios); en una cavidad clase I ideal habrá, así, un componente *perpendicular* a la interfase, responsable de la deformación del diente y la restauración y parcialmente del despegamiento, si llega a producirse, y otro componente *paralelo* a ella, que colabora en la destrucción de la interfase mediante un mecanismo de cizallamiento<sup>(3)</sup>.

Durante el curado en bloque de una restauración adherida ocurre un proceso, como digo, complejo<sup>(8)</sup>: la limitación espacial que se impone a la contracción, debida a las condiciones adhesivas restrictivas, produce estrés

en el material, estrés que, si excede el límite elástico, produce en dicho material una deformación plástica, permanente.

Al principio de la polimerización el límite elástico es bajo, por lo que la deformación plástica de la resina se consigue sin daño para su estructura ni para la interfase, pues sus moléculas aún pueden deslizarse unas sobre otras. Ésta deformación se conoce como flujo. En esta fase el material se deformará sin producirse estrés gracias, recalquemos, a la posibilidad de deslizar sus moléculas unas sobre las otras.

Al avanzar el curado la contracción y el flujo disminuyen y la rigidez aumenta, lo que causa un aumento del estrés, pues aún siendo menor la contracción volumétrica ésta ocurre en el seno de un material más rígido. Es importante darse cuenta de que el estrés aparecerá en *todo* el volumen de material. La zona de material adyacente a las paredes cavitarias será la causante del estrés que más nos afecta, pues es el responsable de los fallos de la interfase. Pero el material almacena en su seno, más alejado de la interfase, tensiones residuales.

Este estrés puede producir un fallo de la interfase y/o de la propia estructura (fallo cohesivo) de la resina y/o el diente. En esta situación, un análisis morfológico puro de los márgenes puede mostrar ausencia de "gaps", o dehiscencias en la interfase, pero es posible que haya habido una discontinuidad de dicha interfase que se recupere después por la expansión higroscópica del material o la dentina. El margen aparecería *apuesto*, sin que ello signifique necesariamente

que esté sellado<sup>(10)</sup>, y menos aún adherido.

El componente traccional del estrés, perpendicular a la superficie del diente, se localiza preferentemente en los márgenes cavosuperficiales<sup>(11,12)</sup>, y va aumentando en valor (su dirección y sentido se mantienen siempre: perpendicular a la superficie cavitaria más externa y hacia el interior de la cavidad) según progresa la polimerización en profundidad. Por lo tanto, la probabilidad de fallo adhesivo puro debido a un estrés de este tipo en el margen cavosuperficial, aumenta al progresar en profundidad la polimerización.

El componente de cizallamiento del estrés no es constante (en valor absoluto ni en sentido) en las paredes de la restauración. Mientras la polimerización no alcanza, en profundidad, un determinado punto, el estrés de cizalla no aparece en esa zona.

Cuando comienza a polimerizar la zona en cuestión el estrés de cizalla se dirige inicialmente hacia la cara libre, externa, (donde comenzó la polimerización) y, al avanzar el curado y ser superado ese punto por el frente de polimerización, cambia su sentido dirigiéndose hacia el fondo.

Es, pues, un estrés de vaivén, que somete a cada zona de la pared cavitaria a un esfuerzo de cizalla dirigiendo primero hacia el exterior y luego hacia el interior o fondo. Es fácil comprender que es una situación potencialmente muy dañina para la integridad de la interfase.

En la restauración totalmente polimerizada el estrés residual final de cizalla en las paredes está orientado hacia la superficie en la zona externa

**Tabla 1.** Estrés de contracción a los 15 min. (MPa) de diversos materiales.

Factores "C" de configuración		
Heliomolar	4,5	2
Bisfil	4,5	7
Palfique ESst	5,9	10
Charisma	6	9,9
Tetric	6,8	8,6
Herculite	7,1	10,5
Silux plus		10

(más cercana a la apertura cavitaria) y hacia el interior en la interna (cercana al fondo), estando la línea divisoria (donde cambia el sentido del estrés) aproximadamente en la línea amelodentinaria.

Otros autores<sup>(13,14)</sup>, de acuerdo con la descripción anterior, aseguran que las diferencias de patrón de contracción entre los materiales de curado químico y los curados por luz son mínimas, y que las resinas compuestas fotocurables no contraen hacia la luz, sino que la dirección de progreso del estrés está condicionada, *fundamentalmente*, por la forma de la cavidad, la calidad de la unión del material a las paredes y el grosor de la capa.

## CANTIDAD DE ESTRÉS

La tensión, como sabemos, se expresa en unidades de fuerza por unidad de superficie. Generalmente se usa en el mundo anglosajón el psi (pound per squared inch) o, internacionalmente, el *Megapascal* (Mpa). Un Mpa equivale a 1 Newton(N)/mm<sup>2</sup>. En otras unidades, más perceptibles, 1 MPa = 10,2 kg/cm<sup>2</sup>. Para hacernos

una idea gráfica de su equivalencia, un adhesivo con una resistencia traccional de, digamos, 18MPa sería capaz de soportar una tracción de 183,6 kg ejercida sobre 1 cm<sup>2</sup>, lo cual no es ninguna tontería.

Lo cierto es que no hay muchos estudios que cuantifiquen el valor del estrés de contracción durante la polimerización. El método más utilizado<sup>(15)</sup> consiste en situar el material estudiado entre dos discos paralelos entre sí, a distancias diferentes, y permitir su polimerización ensamblados a una máquina de ensayos mecánicos. Pero el secreto consiste en no permitir que los discos se acerquen durante el proceso, pues ello haría que la tensión se disipase, y tanto más se disiparía cuanto menor fuese la distancia inicial entre los discos, siendo éste el caso en el que cabría esperar cifras más altas de estrés. Para mantener la distancia se dispone de un sistema de retroalimentación que percibe los movimientos de los discos y obliga al sistema a recuperar la posición establecida inicialmente. A esto se llama una situación "rígida". Pero este diseño -recordemos, casi universalmente utilizado- tiene dos limitaciones importantes<sup>(16)</sup>:

Primera: que la tal "rigidez" no es tal, sino que el material está confinado entre dos discos que están acercándose y separándose continuamente. Aunque la distancia promedio sea la inicial, no lo es durante todo el proceso, por lo que a cada muestra se le permite ceder algo y se le obliga a recuperarlo, continuamente. Este proceso de relajación/tensión es probablemente causa de errores en la lectura de la tensión, aunque se pueda argumentar que el

rango de movimientos de avance y retroceso a los que se somete al material está probablemente dentro de su límite elástico.

La segunda limitación es conceptual: no existe en la naturaleza ningún sistema rígido puro, y no digamos con el tipo de "rigidez" descrita anteriormente. El diente<sup>(17)</sup> y la restauración siempre permiten la relajación de los materiales, lo que hace que tengan menos traducción real los valores encontrados con el sistema anteriormente citado. Pero, aún así son, por ahora, los únicos disponibles.

En resumen, aunque las cifras de tensión publicadas hasta el momento con esta metodología no son aparentemente elevadas, no es seguro que los valores sean clínicamente aplicables. En la tabla se citan los resultados de tensión a los 15 minutos obtenidos por Condon y Ferracane<sup>(18)</sup>, por tratarse de los últimos publicados, trabajando con materiales fotopolimerizables.

Otros autores, empleando métodos de análisis fotoelástico<sup>(19)</sup> encuentran valores mucho más altos, de hasta 23MPa en las líneas ángulo internas.

#### RELAJACIÓN DEL ESTRÉS

Como no todo va a ser negativo, el estrés interno del complejo diente-adhesivo-material restaurador puede llegar a relajarse, como enseguida veremos. Pero debemos recordar que no es de esperar que una interfase previamente destruida por el estrés se recupere en su integridad (con sellado y capa híbrida) aún con una relajación total del estrés. Lo máximo

que es de esperar que ocurra es una aposición mejor, con una especie de retención mecánica a la antigua usanza con contacto más o menos íntimo (que no adhesión) entre las interfaces.

La causa principal de la relajación del estrés es la:

#### Expansión higroscópica

Según Feilzer *y cols.*<sup>(20)</sup> ocurre una relajación del estrés con el tiempo, al absorber el material agua de su entorno. Dicha relajación puede, en algunos casos, convertirse en una expansión que puede llegar a igualar la contracción previa. Como es de esperar, esta relajación por absorción acuosa es un proceso lento, que actúa bastante más tarde de lo que lo hace la contracción de polimerización, con lo que, podríamos decir, el mal ya está hecho.

La tasa de relajación por absorción acuosa depende principalmente del *tipo de resina*, el *tipo de adhesión matriz-relleno*, el *grado de polimerización de la resina* y de su *accesibilidad al agua*.

##### *Tipo de resina*

Los monómeros de resina BisGMA, TEGDMA y UDMA absorben más que otros, hidrofóbicos.

##### *Interfase matriz-relleno*

La unión entre ambos se consigue, en general, mediante los silanos. Dicha unión es poco estable hidrolíticamente y, si es imperfecta, a su través se pueden formar unos a modo de canales de absorción para el agua que son favorables, desde el punto de vista de la relajación, aunque desde el punto de vista de la estabilidad mecánica del material no lo sean.



#### *Grado de polimerización*

Porque afecta a la saturación de grupos activos y a la rigidez y permeabilidad tridimensionales de la malla de resina. Con BisGMA y UDMA siempre hay dobles enlaces remanentes debido a la rigidez de la malla. Además los diluyentes (p.ej.: TEGDMA) aportan dobles enlaces no saturados. El grado de conversión está entre el 43,5 y el 73,8% para composites posteriores<sup>(21)</sup>. Cuanta menor viscosidad tenga el material, mayor grado de curado.

#### *Accesibilidad del agua*

Fundamental en los cementos adhesivos de restauraciones rígidas.

Las posibles vías de acceso del agua<sup>(22)</sup> son:

- *Desde el entorno.* Especialmente en el caso de los cementos, ésta es una condición favorable, pero poco, porque el camino es largo y el área de acceso pequeña: únicamente la cara expuesta del cemento, unas pocas micras cuadradas. Además, al ser las zonas externas las primeras en absorber agua, se crea un gradiente entre éstas y las más internas, aún no hidratadas, añadiendo tensión al conjunto<sup>(23)</sup>. También desde el entorno puede acceder el agua al cemento a través de la restauración, pues todos los materiales de restauración absorben agua, en mayor o menor grado. Esta es, desde luego, una posibilidad con poco peso clínico, probablemente.
- *Desde la dentina.* Parecido a la consideración anterior, pero con la dificultad añadida de que hay una

capa de material -el adhesivo- interpuesta. De todas maneras, también en las restauraciones directas, la absorción acuosa desde la dentina es la más favorable, porque relaja el estrés precisamente en la zona más crítica.

#### **Nuevos materiales**

La estrella de este apartado son los llamados monómeros "sin contracción de polimerización". Los primeros en desarrollarse fueron los compuestos bicíclicos (con formulaciones tan eufónicas como los espiró ortoésteres u ortocarbonatos, lactonas, ciclooctanos), que contienen en la fase monomérica anillos aromáticos que se abren durante la polimerización, de manera que se compense algo o toda la contracción, produciéndose incluso expansión en algunos compuestos.

El inconveniente es que estos compuestos deben mezclarse con otros monómeros para hacerlos utilizables en clínica. Las distintas mezclas con otras resinas han dado resultados negativos en cuanto a expansión, por lo que esta vía de trabajo ha sido casi abandonada.

Otra vía de trabajo, más actual, es la de los oxibismetacrilatos. El mecanismo es contrario al anterior: en vez de proveer anillos que se abran al polimerizar, dichos anillos no existen en el material sin polimerizar, creándose unos pseudoanillos durante el curado. Estas resinas reducen, pero no eliminan, la contracción, y están siendo evaluadas actualmente en cuanto a sus propiedades mecánicas.

Los fluoropolímeros, debido a sus propiedades de baja energía superficial, estabilidad térmica, bajos coefi-

cientes de fricción y de expansión térmica y menor contracción de polimerización<sup>(24)</sup> están siendo actualmente investigados como posibles alternativas a las resinas compuestas actuales, pero su desarrollo está aún en fase de formulación y evaluación de laboratorio.

#### **PARÁMETROS CLÍNICOS DE LOS MATERIALES CON EFECTO SOBRE EL ESTRÉS**

##### **Relleno**

Este es un parámetro con dos caras. Por un lado, un alto porcentaje de relleno posibilita el que durante la polimerización, las partículas interactúen y contacten entre sí al contraerse la matriz<sup>(25-28)</sup>. Las propiedades de la masa de resina compuesta se aproximan así a las del relleno, de mucho más alto módulo de Young (más rígido): mayor estrés de contracción en el seno de la resina.

Pero por el otro lado, el mayor porcentaje de relleno hace que la cantidad de resina sea menor, con lo que lo es también la cantidad total de contracción. Pero el estrés no es necesariamente menor: debemos recordar que se produce por un balance entre la rigidez, la capacidad de fluir y la cantidad de contracción. En este balance, los materiales con más alto índice de relleno tienen más estrés<sup>(18,29)</sup>.

##### **Tipo de curado**

En este momento recordaremos sólo que los materiales de polimerización estrictamente química, almacenan un estrés de contracción menor y más lento que los de curado por luz. Es casi fundamentalmente una

cuestión de ritmo: el curado por luz es mucho más rápido (en algunos casos hasta violento), lo que dificulta la adaptación elástica del sistema diente-adhesivo-material. Más adelante hablaremos de las distintas posibilidades de curado por luz, tan en discusión hoy en día.

### Porosidad del material

Los poros o burbujas están presentes casi en la totalidad de los materiales a base de resina compuesta que utilizamos en la clínica. Alster y cols.<sup>(30)</sup> describieron la disminución del estrés de contracción que se produce al incorporar intencionalmente y de manera controlada poros en el seno de un material. El concepto es sencillo: los poros se distribuyen uniformemente por la masa de material y proporcionan una superficie libre interna que facilita el flujo del material. Al producirse la polimerización, los poros, supuestamente, se dilatan, relajando el estrés en su entorno inmediato. Este aporte de superficie libre tiene, además, otra característica: está uniformemente distribuida por todo el material, al contrario que la superficie libre externa, y no se bloquea rápidamente por la acción de la luz.

Dejando aparte las otras consideraciones (alteraciones del color o de las características mecánicas del material, presencia de resina sin polimerizar en la periferia de los poros debido al aire que contienen), los poros producen un efecto beneficioso en el estrés.

Este es otro argumento -desde el punto de vista del estrés, recordemos a favor del uso de materiales de polimerización química: deben espatu-

larse para activar el curado. La espatulación o mezcla siempre produce poros en cantidad y tamaño importantes.

Los materiales que no se mezclan también tienen porosidad, debida al proceso de fabricación, pero de menor entidad. Recientemente hemos descrito<sup>(31)</sup> diferencias notables en la porosidad de diferentes resinas compuestas de cementado. En nuestro estudio, el material con mayor cantidad de área interna debida a porosidad tiene 3,25 veces más que el que menos tiene, siendo ambos materiales del tipo dual, que deben mezclarse. Esta diferencia debe tener trascendencia en el momento de la contracción, transcendencia que aún no se conoce.

Podría definirse también una "porosidad estructural" de los materiales con relleno, aún no estudiada. Como ya hemos dicho, la carga inorgánica de los materiales se une más bien imperfectamente a la matriz de resina mediante los silanos. Cuando esta unión no es perfecta, o desaparece por hidrólisis, el efecto sobre el estrés es el de un poro, esta vez relleno de material inorgánico en vez de aire. Sin olvidar el efecto de canales preferenciales de transporte de agua que tendrían los espacios creados.

### PARÁMETROS CLÍNICOS DE LA PREPARACIÓN

#### Configuración de la cavidad

Según Feilzer y cols.<sup>(15)</sup>, en una publicación pionera en el campo, hay un aumento del estrés de contracción al aumentar el factor de configuración (C), siendo éste directamente proporcional a la superficie libre e in-

versamente proporcional a la adherida  $C = \frac{\text{Superf.adherida}}{\text{superf.libre}}$  1. Su experimento "fundacional" lo realizaron situando el material -de curado químico-entre dos discos paralelos entre sí, enfrentados a una distancia constante. Ya comentamos este punto en el apartado de cantidad de estrés, más atrás.

Ya apuntan la idea de que un fallo inicial, limitado, de la interfase puede producir un efecto beneficioso, al aumentar la capacidad de fluir del material en ese entorno circunscrito, relajando el estrés a su alrededor y frenando el deterioro de la interfase localmente: de alguna manera los fallos de la interfase son auto-limitantes<sup>(10,19)</sup>. Igualmente, la deformación del diente y/o la restauración pueden contribuir a ello.

La reducción del estrés por el flujo -y la capacidad de fluir- dependen de las características viscoelásticas del material y de la configuración de la cavidad<sup>(9)</sup>. El flujo de un composite contribuye mucho a la reducción del estrés (mejor dicho: a impedir su formación) si está situado en configuraciones bajas -favorables- y, en cambio, poco si lo está en las altas -desfavorables<sup>(9)</sup>. La consecuencia clínica es que, si uno espera que la capacidad de fluir de un material, por ejemplo, de una resina compuesta de restauración de las llamadas fluidas, sea capaz de compensar la restricción debida a una cavidad muy exigente (con alto C, como una clase I profunda y estrecha), puede haber tomado una decisión equivocada. Como acabamos de ver, se debe a que su capacidad de fluir influye poco en situaciones desfavorables. Este tipo de materiales tienen, como ya sabemos, ma-

**Tabla 2.** Estrés de contracción a los 15 min (MPa) de diversos materiales.

C (aproximado)	0,2	0,5	1,2	1,6	3,1	4,5
Cavidad (ideal)	plana	IV	III	II	V	I

**Tabla 3.** Estrés de contracción a los 15 min (MPa) de diversos materiales.

Cavidad	I	II	Erosión
C	4,03 ± 0,33	1,85 ± 0,59	1,10 ± 0,09

yor tasa de contracción volumétrica, pero ello no resulta necesariamente siempre en más estrés (ver más arriba), sino que depende de la configuración de la cavidad que lo aloja.

En su experimento asocian los valores de C a diferentes configuraciones cavitarias (Tabla 2).

Nosotros<sup>(32)</sup> hemos medido, mediante análisis de imágenes, en situaciones reales el factor C en clases I, II y erosiones cervicales simuladas, obteniendo los siguientes valores (C ± error std.,  $p < 0,01$ ) (Tabla 3).

Gracias a unos sencillos cálculos sabemos que, si una cavidad de clase I fuera a ser obturada con una restauración rígida adherida (por ejemplo, una incrustación de porcelana), entonces el C de la cavidad que aloja el cemento, supuesto un hiato -una separación media entre las superficies- de 200  $\mu$ , sería de  $207,74 \pm 37,98$  ( $p < 0,01$ ). No es razonable esperar un comportamiento suficientemente bueno del cemento encerrado en una cavidad tan desfavorable, especialmente si recordamos que debe polimerizar en bloque, todo él simultáneamente.

¿Por qué no se caen entonces las

restauraciones cementadas?. Posibles explicaciones son: primero, la porosidad interna del cemento, que aumenta notablemente la superficie libre interna. Segundo, la deformación del diente y/o la restauración y, tercero, el hecho de que, probablemente, la interfase no esté íntegramente adherida, sino que se hayan producido dehiscencias aquí y allá, creándose así superficies libres indeseables (en cuanto a hermeticidad) que, sin embargo, contribuyen a mantener la integridad de la interfase como un todo. El resultado final es que la restauración está retenida por una interfase incompletamente adherida, pero con retención residual suficiente para impedir el desalojo<sup>(33)</sup>.

El concepto de flujo del material de restauración asociado a la configuración de la cavidad se desarrolló, en el trabajo de este grupo, para materiales de polimerización química. La idea puede no ser aplicable directamente igual a los materiales fotopolimerizables, porque la zona externa (que recibe la luz directamente) y que actúa de reservorio de material para permitir el flujo hacia el

resto de la cavidad es la primera en alcanzar la rigidez, con lo que dicho flujo se ve muy restringido en el tiempo y la magnitud. Consecuencia clínica: a igualdad de cavidad, debemos esperar mejor comportamiento (en cuanto a tensión) de un material de curado químico que de uno fotopolimerizable.

La idea de que el factor de configuración, como la relación directa entre la superficie libre y la adherida, es un buen predictor del comportamiento tensional de una resina compuesta ha sido posteriormente seguida por otros autores<sup>(18)</sup>, encontrando valores discrepantes en cuanto a los valores de tensión.

### Zona y tipo de tejido dentario sobre el que se trabaja

Desde hace tiempo<sup>(34)</sup> se sabe que la tensión debida a la contracción de los materiales puede transmitirse al diente *vía* el adhesivo, produciéndose una deformación del diente. Este concepto ha sido comprobado posteriormente *in vitro* en molares<sup>(35-37)</sup> y premolares<sup>(38-40)</sup>. Como es de esperar, el diente como un todo tendrá un comportamiento elástico mejor cuanto menor sea su resistencia mecánica: en cavidades más profundas el estrés se verá más fácilmente compensado (el diente tendrá más flexibilidad al tener una estructura más débil) pero ¡ojo!, a costa de la deformación del diente, que puede ser causante de microfroturas y/o sensibilidad postoperatoria.

### INFLUENCIA DE LA TÉCNICA

#### Tipo de restauración

##### Directa

Se han propuesto muchas ma-

neras de minimizar la contracción de polimerización mediante artificios técnicos. La más extendida es la obturación incremental, de uso generalizado. A pesar de su uso tan frecuente, hoy se sabe que este tipo de técnica puede no reducir realmente el estrés global, debido a que la cantidad total de material que se precisa para obturar incrementalmente una cavidad es menor que la que se precisaría para obturar en bloque<sup>(41)</sup>, porque la contracción debida a la polimerización de los sucesivos incrementos deforma -reduce- algo cada vez la cavidad, resultando finalmente en una cavidad o bien llena con menos volumen de material que el volumen original de la cavidad o bien un diente más estresado.

Durante la fotopolimerización en capas finas la contracción volumétrica (normalmente entendida como tridimensional) llega a convertirse en unidireccional debido al descenso de la capacidad de la resina compuesta de fluir paralelamente a las paredes de la cavidad<sup>(42)</sup>. La capa sólo puede fluir "adelgazándose". Pero este "adelgazamiento" se bloquea inmediatamente mediante la luz.

Ello explica el que, durante la obturación incremental, cuanto más fina es la capa, más rápidamente se produce el estrés<sup>(43)</sup>. Uno puede pensar: *"perfecto: uso, entonces, capas tan gruesas como permita la luz, y solucionado"*. No nos frotamos aún las manos: al aumentar el grosor de la capa aumentan paralelamente el número de fallos cohesivos en el material, debido a la mayor probabilidad estadística de encontrar imperfecciones -fundamentalmente poros- en su se-

no<sup>(44)</sup>. Además, cuanto más gruesa es la capa, más se aumenta la probabilidad del fallo adhesivo, porque aumenta la magnitud de las fuerzas de cizalla en la interfase situada más lejos del centro geométrico del área adherida.

El concepto anterior es fundamental. Imaginemos una masa de resina compuesta enrasada con los bordes externos de una cavidad muy simple, por ejemplo, una clase I. Si la masa de material debe fluir para compensar la contracción, la imagen mental inmediata, pero incompleta, es que lo hará a partir del material situado en la apertura cavitaria, produciendo una concavidad a modo de menisco hacia el interior de la cavidad. Pero los desplazamientos necesarios del material no son únicamente desde el centro de la masa hacia las paredes, sino que también la resina debe acomodarse deslizándose paralelamente a dichas paredes, deslizamiento que está imposibilitado por la misma naturaleza -adhesiva- de la interfase. Así pues, se producirá una tensión de cizalla en la interfase, aún suponiendo (lo que es mucho suponer) que el flujo desde el centro de la masa hacia las tan citadas paredes sea ilimitado.

#### *Indirecta*

Las consideraciones hechas respecto a la configuración de la cavidad y la rigidez de los materiales pueden ser aplicables a la mayor tasa de fracasos en las incrustaciones de porcelana respecto a las de resina: la porcelana tiene una capacidad de deformarse mucho menor que la resina (tiene mucho mayor módulo, es más rígida), por lo que contribuirá poco,

deformándose, a aliviar la tensión durante el cementado.

Además soporta peor las dehiscencias en la interfase, dehiscencias que su misma rigidez contribuyó a crear. Una estructura de porcelana bajo un estrés oclusal es más fácil que se rompa que una de resina si está situada sobre una interfase parcialmente no adherida, pues se pierde el efecto de amortiguación de la dentina al no ser una unión continua. La consecuencia ya es conocida: mayor índice de fracasos por fractura en restauraciones adheridas de porcelana que de resina<sup>(45)</sup>.

Igualmente, esto tiene trascendencia en el ajuste a conseguir en las restauraciones cementadas. En principio, un hiato mayor produciría una configuración del espacio cementante más favorable. Pero eso es una visión algo simplista: si tenemos en cuenta que ni el diente ni la restauración son rígidos, aunque un menor hiato -un mejor ajuste- produzca teóricamente una mayor tensión en el cemento, esta tensión se verá más fácilmente compensada mediante la deformación del diente y/o la restauración<sup>(30,46-48)</sup>. Además, si aumentamos el tamaño del hiato aumentará la probabilidad de fallos cohesivos en el material cementante<sup>(49)</sup>, pues aumenta la probabilidad estadística de encontrar imperfecciones en el seno de la resina compuesta que lo compone.

Pero hemos hablado de la tensión que se produce en dirección perpendicular a la interfase. Ésta puede llegar a compensarse con la deformación del diente y/o la restauración cementada.

Hagámonos otra pregunta, por



ahora sin respuesta: ¿qué pasa con la tensión de cizalla que se produce por el inevitable deslizamiento del material paralelamente a la interfase?.

### Sistema de polimerización

Según Nie y cols.<sup>(50)</sup> el fotocurado de los polímeros de aplicación odontológica tiene unos condicionantes especiales, siendo algunos de ellos plenamente aplicables a los materiales de curado químico:

- El procedimiento se realiza *in vivo*, por lo que la temperatura máxima está limitada, debe usarse una luz de aproximadamente 400 nm para evitar efectos cancerígenos o fotoalérgicos o quemaduras, y existe la posibilidad de presencia de saliva (evitable frecuentemente mediante el aislamiento) o de agua o aire (inevitables, por el momento, pues provienen del ambiente y/o el propio diente).
- Los materiales no están purificados, pues contienen aproximadamente un 0,01% de inhibidores de la polimerización, para facilitar el almacenamiento y, posiblemente, otros contaminantes que provienen de la propia síntesis o el almacenamiento.
- La fotopolimerización es un proceso complejo, pues se realiza en un sistema que contiene una mezcla de monómeros mono-, di- y trifuncionales, un fotoiniciador y un coiniador, aditivos (estabilizadores, pigmentos y refuerzo inorgánico) y un agente de unión (normalmente, como sabemos, un silano). La cantidad de fotoiniciador debe ser la suficiente para permitir la reacción, pero no debe ex-

cederse pues se producirían problemas de almacenamiento o toxicidad.

- Hay legislación afortunadamente muy estricta acerca del uso de sustancias con posibles efectos tóxicos, como los monómeros (alergénicos y neurotóxicos), las aminas presentes en los fotoiniciadores (hepatotóxicas y carcinogénicas) o las toluidinas de los coiniadores (carcino- y mutagénicas).

Actualmente, casi todos los materiales a base de resina compuesta son fotopolimerizables, por lo que el uso de la lámpara es casi constante. Debe tenerse en cuenta que en los materiales fotopolimerizables el estrés se desarrolla más rápidamente que en los quimiopolimerizables<sup>(51)</sup>, alcanza niveles más altos, y el material desarrolla antes una mayor resistencia cohesiva.

El ritmo de la fotopolimerización está, evidentemente, condicionado por la potencia eficaz de la lámpara, a igualdad de los otros factores (tipo y características del material y condiciones de la cavidad). Existe hoy en día una tendencia a acelerar ese ritmo a base de aumentar la potencia de salida de la luz, lo que acelera la velocidad del proceso por dos vías: aumentando la eficacia de la reacción (la potencia eficaz) y aumentando la temperatura en el extremo del cabezal y en el seno del material. A este respecto, se ha descrito que se produce una expansión -mínima- de las resinas compuestas durante la fotopolimerización debido al calor radiante de la luz y la propia exotermia de la reacción<sup>(52-54)</sup>. Al apagar la luz

hay, lo que faltaba, una leve contracción añadida al desaparecer el estímulo térmico.

Una mayor potencia de salida de la luz posibilita, desde luego, una polimerización más rápida y a más profundidad. Pero los efectos sobre la interfase son muy discutibles.

Al aumentarse el ritmo de aparición del estrés se disminuye la capacidad del conjunto diente-adhesivo-restaurador para adaptarse a él: se ha demostrado que el aumentar la intensidad de la luz afecta negativamente la integridad marginal<sup>(55-57)</sup>. La relación entre la intensidad de la luz y el estrés de contracción parece ser una función del desarrollo del módulo de elasticidad<sup>(10)</sup> del material o de la variación -posibilitación- del flow<sup>(58)</sup>. Debido a estas razones, ya están empezando a comercializarse sistemas de fotopolimerización con dos intensidades: *una, baja, de comienzo, y otra, más alta, que se emplea a continuación*<sup>(59,60)</sup>.

En los materiales fotocurados es de esperar que la capacidad de fluir se vea restringida más rápidamente que en los quimiocurados, debido a la mayor velocidad de la reacción. Además, en la mayor parte de las situaciones clínicas, la zona externa del material restaurador, más cercana a la luz, que es teóricamente la que es capaz de deformarse y permitir el flujo, es la primera que se bloquea<sup>(9)</sup>, como ya sabemos. Este es un argumento muy convincente a favor de la utilización de materiales de polimerización química en zonas comprometidas.

Llevando el argumento anterior hasta su extremo: *las resinas compuestas de polimerización química son*

una buena base para las resinas compuestas fotopolimerizables. Son compatibles químicamente con ellas, son capaces de unirse de manera fiable a la estructura dentaria y sus características mecánicas y ópticas son aceptables.

Como ya hemos visto, puede no ser cierto que la contracción del composite se dirija a la luz, dado que ello significaría que no se producirían apenas dehiscencias de la interfase en el margen cavosuperficial, y no ocurre así<sup>(12)</sup>, sino más bien al contrario. La posición de la luz afecta los vectores de contracción si es suficientemente débil para permitir la creación de un gradiente de material curado/material sin curar. Si, por el contrario, la luz es muy potente y/o la capa muy fina, no existirá ese gradiente, y los vectores de contracción se producirán básicamente igual que en las resinas de curado químico, pero a una velocidad mucho mayor.

Debemos hacer una reflexión importante acerca de los materiales (cementos) de polimerización duales. No hay evidencia de que ocurra una polimerización química posterior a la foto iniciada<sup>(61)</sup>, probablemente porque para ese entonces la matriz resinosa ya sea demasiado rígida para permitir los desplazamientos moleculares necesarios.

Cuando nos enfrentamos con el cementado mediante resinas de polimerización dual de una restauración con zonas a las cuales no va a llegar la luz de manera eficaz es muy común pensar "bueno, las zonas a medio polimerizar curarán mediante la fase química". Ahora sabemos que puede no ser cierto. La luz puede producir una

rigidez inicial, incompleta, de la matriz de resina del cemento, suficiente para evitar los desplazamientos moleculares necesarios para un curado químico eficaz.

Es la opinión de quien esto escribe que, en los casos en que estemos seguros de que la luz va a tener un buen acceso al cemento (carillas de porcelana, incrustaciones poco profundas, ferulizaciones), deberemos, entonces, usar uno estrictamente fotopolimerizable o de polimerización dual, perfectamente curado mediante la luz. En las ocasiones en que la mayor profundidad del fondo nos haga dudar de la eficacia de la luz, es más aconsejable utilizar un cemento de polimerización química, pues es la única manera de asegurarse de que el cemento alcanzará sus mejores condiciones.

#### BIBLIOGRAFÍA

- De Gee AJ, Davidson CL y Smith A. (1981) A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. J Dent 9: 36-42.
- Lai JH y Johnson AE. (1993) Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. Dent Mater 9:139-143.
- Feilzer AJ, de Gee AJ y Davidson CL. (1988) Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. J Pros Dent 59(3):297-300.
- Feilzer AJ, de Gee AJ y Davidson CL. (1989) Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. J Dent Res 68:48-50.
- Puckett AD y Smith R. (1992) Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. J Pros Dent 68:56-58.
- Baños JL y Vega JM. (1996) Resinas compuestas en odontología. En "Materiales en Odontología" de JM Vega. Ed.: Avances Médico-Dentales p:295.
- Labella R, Davy KWM, Lambrechts P, van Meerbeek B y Vanherle G. (1998) Monomethacrylate co-monomers for dental resins. Eur J Oral Sci 106: 816-824.
- Feilzer AJ, de Gee AJ y Davidson CL. (1990) Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. J Dent Res 69(1):36-39.
- Feilzer AJ, de Gee AJ y Davidson CL. (1990) Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. Dent Mater 6:167-171.
- Unterbrink GL y Muessner R. (1994) Influence of light intensity on two restorative systems. J Dent 23:183-189.
- Katona TR y Winkler MM. (1994) Stress analysis of a bulk-filled class V light-cured composite restoration. J Dent Res 73(8):1470-1477.
- Hansen EK. (1982) Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. Scand J Dent Res 90:329-335.
- Versluis A, Tantbirojn D y Douglas WH. (1998) Do dental composites always shrink towards the light?. J Dent Res 77(6):1435-1445.
- Asmussen E. (1998) Direction of shrinkage of light-curing resin composites. J Dent Res 77 Abstr n° 212.
- Feilzer AJ, de Gee AJ y Davidson CL. (1987) Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res 66(11):1636-1639 (1.9B7).
- Macorra JC y Miguel A. (1998) Influence of the adhered and free surface and the temperature on the prediction of the polymerization contraction stress of a composite resin. J Dent Res 77 Abstr n° 1459.
- Trengrove HG, Carter GM y Hood JAA. (1995) Stress relaxation properties of human dentin. Dent Mater 11: 305-310.

18. Condon JR y Ferracane JL. (1998) Polymerization contraction stress of commercial composites. *J Dent Res* 77 (Spec Iss B) Abstr #59.
19. Kinomoto Y y Torii M. (1998) Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations *J Dent* 26(2):165-171.
20. Feilzer AJ de Gee AJ y Davidson CL. (1990) Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 69(1):36-39.
21. Chung KH. (1990) The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res* 69(3):852-856.
22. Del Nero MO y de la Macorra JC. The sealing and dentin bond strength of adhesive systems. *Op Dent* Aceptado para publicación 31/3/98.
23. Davidson CL y Feilzer AJ. (1997) Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25(6):435-440 (1997).
24. Choi KM y Stansbury JW. (1996) New families of photocurable oligomeric fluoromonomers for use in dental composites. *Chem Mater* 8(12):2704-2707.
25. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas WH y Poort HW. (1992) Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 20:178-182 (1992).
26. Braem M, Lambrechts P1 van Doren V y Vanherle G. (1986) The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res* 65(5):648-653.
27. Braem M, Finger W, van Doren VE1 Lambrechts P y Vanherle G. (1989) Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater* 5:346-349.
28. Willems G1 Lambrechts P1 Braem M1 Celis JP Y Vanherle G. (1992) A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 8:310-319.
29. Bouschlicher MR1 Vargas MA y Boyer DB. (1997) Effect of composite type1 light intensity1 configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 10:88-96.
30. Alster D. (1996) Dental resin joints. Stress and strength. PhD Thesis. Univ. Amsterdam.
31. Miguel A, Saralegui A, de la Macorra JC. (1997) Estudio de la porosidad interna en los cementos de resina compuesta. *Av Odontost* 13:315-321 (1997).
32. de la Macorra JC y Gomez-Fernández S. (1996) Quantification of the configuration factor in Class I and II cavities and simulated cervical erosions. *Eur J Pros Rest Dent* 4(1):29-33 (1996).
33. Bouschlicher MR, Vargas MA y Boyer DB. (1997) Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 10:88-96.
34. Causton BE, Miller B y Sefton J. (1985) The deformation of cusps by bonded posterior composite restorations: an in-vitro study. *Br Dent J* 159:397-400 (1985).
35. Pearson GJ y Hegarty SM. (1989) Cusp movement of molar teeth with composite filling materials in conventional and modified MOD cavities. *Br Dent J* 166:162-165 (1989).
36. Pearson GJ y Hegarty SM. (1987) Cusp movement in molar teeth using dentine adhesives and composite filling materials. *Biomater* 8:473-476.
37. Meredith N y Setchell DJ. (1997) In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent* 25(3-4):331-337.
38. Suliman AA, Boyer DB y Lakes RS. (1993) Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater* 9:6-10 (1993).
39. Gonzalez Lopez S, De Haro Gasquet F, Vilchez MA y Briones M. (1997) Influencia de la cavitación mesio-oclusal sobre la flexión cuspídea. Comunicación #5 al VI Congreso de la SEOE (1997).
40. Vilchez MA, De Haro Gasquet F, Gonzalez Lopez S y Briones M. (1997) Influencia de la obturación mesio-oclusal de composite sobre la flexión cuspídea. Comunicación #6 al VI Congreso de la SEOE (1997).
41. Versluis A, Douglas WH, Cross M y Sakaguchi RL. (1996) Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses?. *J Dent Res* 75(3):871-878.
42. Feilzer AJ, de Gee AJ y Davidson CL. (1989) Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 68(1):48-50.
43. Davidson CL, van Zeghbroeck L y Feilzer AJ. (1991) Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res* 70(5):880-882.
44. Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ y Davidson CL. (1995) Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer-thickness. *J Dent Res* 74(11):1745-1748.
45. Sorensen JA y Munksgaard AC. (1996) Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J Pros Dent* 76(5):472-476.
46. Schmalz G, Federlin M y Reich E. (1995) Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Pros Dent* 73(4):392-399.
47. Chana H, Ibbetson R, Pearson G y Eder A. (1995) The influence of film thickness on the tensile bond strength of two resin cements. *J Dent Res* 74(3) Abstr. 125.
48. Davidson CL, van Zeghbroeck L y Feilzer AJ. (1991) Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res* 70(5):880-882.
49. Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ y Davidson CL. (1995) Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layerthickness. *J Dent Res* 74(11):1745-1748.
50. Nie J, Linden LA, Rabek JF, Fouassier JP, Morlet-Savary F, Sciglaski F, Wrzyszczyński A y Andrejewska E. (1998) A reappraisal of the photopolymerization kinetics of triethylenglycol dimethacrylate initiated by camphoroquinone-N,N-dimethyl-p-toluidine for dental purposes. *Acta Polymer* 49:145-161.
51. Feilzer AJ, De Gee AJ y Davidson CL. (1993)

- Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 9:2-5.
52. Sakaguchi RL, Douglas WH y Peters MCRB. (1992) Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 20:183-188.
  53. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas WH y Poort HW. (1992) Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 20:178-182.
  54. Katona TR, Winkler MM, Chen J, Hamula D y Qian H. (1998) Finite element and experimental models of light polymerization shrinkage. *J Dent Res* 77 Abstr n° 215.
  55. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Verhey JC y Davidson CL. (1995) Marginal continuity of composite restorations versus curing light intensity. *J Dent Res* 74(3):930. Abstr n°155.
  56. Losche GM y Roulet J-F. (1998) Marginal adaptation of Class II composite fillings: guided polymerization vs reduced light intensity. *J Dent Res* 77: Abstr n° 61.
  57. Suh BI, Cripe CA y Yin R. (1998) Light intensity and exposure time effects on light-cured composites. *J Dent Res* 77 Abstr n° 73.
  58. Uno S y Asmussen E. (1990) Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 99:440-444.
  59. Watts DC y Al-Hindi A. (1998) "Soft start" photo-polymerization effects in resin-composite restoratives. *J Dent Res* 77 Abstr n° 216.
  60. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA y Markl A. (1998) Marginal adaptation of composite and compomer fillings using soft start polymerization. *J Dent Res* 77 Abstr n° 391.
  61. Rueggeber FA y Caughman WF. (1993) The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Op Dent* 18:48-55.